

⑫ 公開特許公報 (A)

昭56—163447

⑤ Int. Cl.³

G 01 N 27/30

C 12 Q 1/00

G 01 N 27/40

識別記号

庁内整理番号

7363—2G

7349—4B

7363—2G

④ 公開 昭和56年(1981)12月16日

発明の数 1

審査請求 未請求

(全 3 頁)

⑤ 酵素電極

② 特 願 昭55—68348

② 出 願 昭55(1980)5月22日

⑦ 発 明 者 南海史朗

門真市大字門真1006番地松下電
器産業株式会社内

⑦ 発 明 者 中村研一

⑦ 発 明 者 飯島孝志

門真市大字門真1006番地松下電
器産業株式会社内門真市大字門真1006番地松下電
器産業株式会社内

⑦ 出 願 人 松下電器産業株式会社

門真市大字門真1006番地

⑦ 代 理 人 弁理士 中尾敏男 外1名

明 細 書

1、発明の名称

酵素電極

2、特許請求の範囲

(1) 導電性基体上に白金層を設けてなる過酸化水素検知用の電極と、この電極上に直接固定化してなる酸化還元酵素層とを備えたことを特徴とする酵素電極。

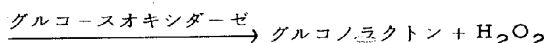
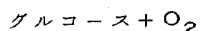
(2) 導電性基体が、カーボンの主成分とする加圧成型体あるいは導電性被膜形成体からなる特許請求の範囲第1項記載の酵素電極。

3、発明の詳細な説明

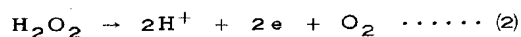
本発明は、酵素の特異的触媒作用を利用し、基質濃度を迅速かつ簡便に測定することができ、しかも連続使用、繰り返し使用の可能な高選択性の酵素電極を得ることを目的とする。

近年、酵素固定化技術の進歩に伴い、酵素反応と電気化学反応を組み合わせることにより、酵素と特異的に反応する物質である基質の濃度を検出することが各種試みられている。その一例として、

酵素反応で生成した過酸化水素 (H_2O_2) を電気化学的に検知する方式がある。すなわち以下の(1)、(2)式に例を示す様に、まず酵素を水素受容体とする酸化還元酵素 (例えばグルコースオキシダーゼ) の作用により基質 (グルコース) が酸化されて H_2O_2 が生成する。次に、この生成した H_2O_2 を白金電極などを用いて酸化し、この時得られる酸化電流値から基質 (グルコース) の濃度を知ることがができる。



..... (1)



しかしながら酵素は水溶性であるので、高価な酵素の繰り返し使用を可能ならしめるためには、適当な方法により酵素を過酸化水素検知用電極の近傍に固定化 (不溶化) する必要がある。従来、過酸化水素検知方式の酵素電極の構成としては、検知用電極として白金板を用い、この電極近傍

に酵素を固定化した膜を配置している。このよう
な膜を用いることにより酵素の固定化は容易とな
るが、被検液中の基質は膜中の拡散することにな
り、これに基づく応答の遅れが生ずる。この様な
応答の遅れは、特に多数の被検物を連続的に分析
する際に問題となる。基質濃度変化に対し迅速な
応答を示す酵素電極を得るためには、白金板上に
酵素を直接固定化する方法が考えられる。しかし、
白金板上への酵素の固定化が困難であることや、
高価な白金板の再使用などに課題が残る。

本発明者らは、上記諸点について種々検討した
結果、優れた特性を有する酵素電極を見出した。
本発明による酵素電極の一構成例の断面模式図を
第1図に示す。図中、1はグルコースオキシダー
ゼなどの酸化還元酵素を固定化してなる層、2は
過酸化水素検知用の白金層、3は例えばグラファ
イト等のカーボンを主体とする加圧成型体からな
る導電性基体である。

本発明の特徴は、導電性基体上に白金層を設け
て過酸化水素検知用の電極を構成し、この電極上

定化することにより、応答特性に優れ、かつ連続
使用、繰り返し使用の可能な酵素電極を得ること
ができる。

以下、本発明の一実施例について説明する。

まず、グラファイト90重量部に結着剤として
フッ素樹脂粉末10重量部を混合したものを加圧
成型してベレット状の導電性基体を構成し、次に
塩化白金酸水溶液から電解法で前記基体表面に白
金層を設けて過酸化水素検知用電極とした。この
電極上にグルコースオキシダーゼ水溶液を塗布し、
少し乾燥した後、グルタルアルデヒド蒸気中にて
25℃で約1時間反応させて架橋固定化し、この
後、十分水洗して未反応物を除去した。こうして
得られた本発明の酵素電極をAとする。

比較のための従来の酵素電極として次のものを
作製した。酵素固定化用担体膜として、ポリカー
ボネート多孔膜(膜厚8 μ m, 孔径10 μ m, 孔
密度 1×10^5 個/cm²)を用い、この膜にグルコー
スオキシダーゼ水溶液を塗布し、少し乾燥させた
後、前記と同様にして架橋固定化した。得られた

に酵素を直接固定化した点にある。すなわち、本
発明の酵素電極においては、必要最小限の白金層
を設けることにより過酸化水素を検知し、かつ導
電性基体は白金層に対する電氣的接続を得るとと
もに、酵素固定化用担体をも兼ねるものである。
この様に構成することにより、酵素の密着固定化
は容易となり、膜を用いないため迅速な応答が得
られる。

導電性基体としては、電気化学的に安定な性質
を有することが条件であり、前述のカーボンなど
を主体とする加圧成型体などの他に、例えばネサ
ガラスなどの導電性被膜形成体でも良い。これら
導電性基体上への白金層の形成は、下地の性質に
合わせて、蒸着法、熱分解法、アルデヒドなどを
用いる化学還元法、あるいは電解法などの方法で
行なうことができる。必要な白金量としては、例
えば電解法の場合、導電性基体に対し200~400
ミリクロン/cm²(厚さ1 μ m以下)相当量の電解
で十分であり、コストの点からも有利である。こ
の様な白金の薄層を設けた基体上に酵素を直接固

酵素固定化膜を白金板からなる過酸化水素検知用
電極に密着固定し、酵素電極とした。この電極を
Bとする。

上記で得られたA, Bの酵素電極を用いて、第
2図に示す測定系により、グルコースの濃度変化
に対する応答特性を測定した。第2図において、
4は記録計、5はポテンシオスタット、6は飽和
カロメル参照極、7は下端部に酵素電極を装着し
た樹脂製の電極ホルダーであり、リードを介して
ポテンシオスタットに接続されている。8は基質
を含むリン酸緩衝液、9は塩橋、10は対極であ
る。

酵素電極を液中に浸漬し、H₂O₂を酸化するに
十分な電位に設定した後、攪拌しながらグルコー
スを添加して所定の濃度とし、このときの電流変
化を測定した。

グルコースを添加し、濃度を 1×10^{-4} モル/l
としたときのA, B各酵素電極の応答の経時変化
を第3図に示す。本発明の酵素電極Aは電流の増
加量も大きく、しかも5秒程度で定常値に達する

